



11 Numéro de publication : **0 550 342 A1**

12

## DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

21 Numéro de dépôt : **92403578.5**

51 Int. Cl.<sup>5</sup> : **A61N 1/368**

22 Date de dépôt : **30.12.92**

30 Priorité : **31.12.91 FR 9116366**

43 Date de publication de la demande :  
**07.07.93 Bulletin 93/27**

84 Etats contractants désignés :  
**BE CH DE ES FR GB IT LI SE**

71 Demandeur : **ELA MEDICAL (Société anonyme)**  
**98-100, Rue Maurice Amoux**  
**F-92541 Montrouge Cédex (FR)**

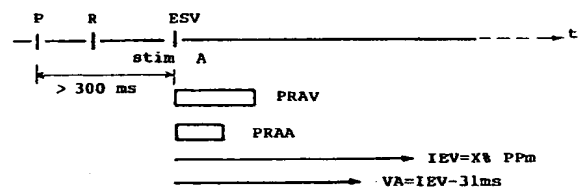
72 Inventeur : **Nitzsche, Rémi**  
**55, Rue du Centre**  
**F-78650 Beynes (FR)**  
Inventeur : **Limousin, Marcel**  
**3, Rue Auber**  
**F-92120 Montrouge (FR)**  
Inventeur : **Rosset, Nicolas**  
**111, Avenue Jean Jaurès**  
**F-92120 Montrouge (FR)**

74 Mandataire : **Laget, Jean-Loup**  
**Cabinet Pierre Loyer 77, rue Boissière**  
**F-75116 Paris (FR)**

54 Procédé de commande d'un stimulateur cardiaque en cas d'extra-systole ventriculaire.

57 Sur la détection de l'extra-systole, un algorithme est mis en jeu pour déclencher : une stimulation de l'oreillette, en jeu pour déclencher : une stimulation de l'oreillette, commande de l'oreillette à un rythme plus rapide que une commande de l'oreillette à un rythme plus rapide que ui du ventricule pendant quelques cycles, une commande celui du ventricule pendant quelques cycles, une commande synchrone du ventricule pendant une période multiple d'un nombre programmé de cycles, et après le nombre programmé de cycles, une diminution du rythme ventriculaire, jusqu'à atteindre la fréquence de base programmée ou retrouver une détection sinusale.

FIG. 1



EP 0 550 342 A1

L'invention concerne un procédé de commande d'un stimulateur cardiaque en cas d'extra-systole ventriculaire ou ESV.

Le but principal de l'invention est d'éviter la pause compensatrice après une ESV, cette pause pouvant induire une tachycardie ventriculaire chez certains patients.

Un autre but de l'invention est de proposer un procédé de commande d'un stimulateur cardiaque qui, après détection d'une ESV, permette de retrouver une conduction auriculo-ventriculaire spontanée, tout en assurant une fréquence ventriculaire élevée pour améliorer l'hémodynamique du patient.

En cas de détection d'une ESV, il est souhaitable d'éviter l'installation d'une tachycardie ré-entrante ou TRE. En effet, l'ESV peut induire une dépolarisation de l'oreillette qui peut, à son tour, induire une stimulation du ventricule, et ainsi de suite, et il peut en résulter une TRE.

Un but de l'invention est de proposer un procédé de commande d'un stimulateur cardiaque, qui tend à éviter l'installation d'une TRE après détection d'une ESV.

La présente invention a pour objet un procédé de commande d'un stimulateur cardiaque en cas d'extra-systole ventriculaire caractérisé en ce que, sur la détection de l'extra-systole, un algorithme est mis en jeu pour déclencher : une stimulation de l'oreillette, une commande de l'oreillette à un rythme plus rapide que celui du ventricule pendant quelques cycles, une commande synchrone du ventricule pendant une période multiple d'un nombre programmé de cycles, et après ce nombre programmé de cycles, une diminution du rythme ventriculaire, jusqu'à atteindre la fréquence de base programmée ou retrouver une détection sinusale.

Selon d'autres caractéristiques de l'invention :

- la stimulation de l'oreillette est synchrone de l'extra-systole ventriculaire ESV et l'ESV sert de point de départ à un intervalle d'échappement ventriculaire IEV et à un intervalle ventriculo-auriculaire VA plus court que l'IEV ;
- l'IEV est égal à un pourcentage de l'intervalle moyen entre deux ondes P successives, compris entre 50 et 100 et de préférence égal à 87,5 % ;
- pendant le nombre programmé de cycles, de préférence égal à 20, l'intervalle d'échappement ventriculaire IEV est maintenu constant, et l'intervalle ventriculo-auriculaire VA est réduit, à chaque cycle, tandis que le délai auriculo-ventriculaire DAV est augmenté de la durée correspondante pour respecter l'égalité :  $IEV = VA + DAV$
- après le nombre programmé de cycles, de préférence égal à 20, l'IEV est augmenté et reste constant pour ledit nombre programmé de cycles ;

- le nombre programmé de cycles est compté par un compteur initialisé par la détection de l'ESV ;
- l'algorithme n'est mis en jeu que si un pourcentage de l'intervalle moyen PPM entre deux ondes P successives est supérieur à une durée prédéterminée, de préférence égale à 500 ms ;
- en cas de détection d'une nouvelle ESV fréquente, le rythme ventriculaire est de nouveau augmenté d'une pente d'accélération ;
- si le rythme ventriculaire accéléré correspond à un intervalle d'échappement ventriculaire inférieur à 500 ms, alors l'algorithme est désactivé ;
- après désactivation de l'algorithme, l'intervalle d'échappement ventriculaire est allongé par paliers jusqu'à retrouver la période de base ou un rythme sinusal.

D'autres caractéristiques ressortent de la description qui suit faite avec référence au dessin annexé sur lequel on peut voir :

Fig. 1 : un schéma représentatif d'opérations déclenchées sur une ESV par le procédé selon l'invention.

Fig 2 : Une courbe représentative des variations de l'intervalle ventriculaire en cas de détection d'une ESV isolée.

Fig 3 : Une représentation de l'intervalle ventriculaire en cas d'ESV rapprochées, conduisant à l'état de désactivation de l'algorithme mis en jeu dans le procédé selon l'invention.

Fig 4 : un diagramme d'états représentatif du fonctionnement de l'algorithme.

Il est possible de définir deux types d'ESV. Une ESV de type 1 correspond à une détection ventriculaire non précédée d'un événement auriculaire dans un intervalle de temps compris entre 31 et 300 ms, par exemple.

Une ESV de type 2 correspond à une détection ventriculaire, précédée d'un événement auriculaire dans un intervalle de temps compris entre 31 et 300 ms, dans le cas où le délai auriculo-ventriculaire AR est inférieur de plus de 31 ms au délai auriculo-ventriculaire DAV du cycle cardiaque précédent :  $DAV - AR > 31$  ms.

Dans la suite de la description, les ESV sont indifféremment de type 1 ou de type 2.

Par ailleurs, les ESV sont classées en deux catégories : une ESV est dite fréquente, ou critique, lorsqu'elle est précédée par un nombre de cycles cardiaques synchrones inférieur à un nombre programmé, par exemple 10 ; une ESV est dite non fréquente dans le cas contraire. Dans la suite de la description, et notamment sur les dessins, la première ESV détectée est par hypothèse une ESV non fréquente, et les autres ESV sont considérées comme fréquentes.

La figure 1 représente les différents délais ou intervalles qui sont déclenchés lors de la détection

d'une ESV.

La figure 2 représente les variations de la fréquence cardiaque correspondant à l'application de l'algorithme mis en jeu dans le procédé selon l'invention. En cas de détection d'une ESV, non fréquente, la fréquence cardiaque est augmentée : l'intervalle d'échappement ventriculaire IEV est ramené à 87,5% par exemple de l'intervalle PPM, c'est-à-dire de l'intervalle moyen entre deux ondes P consécutives. Après un palier, l'IEV est allongé d'une pente "IEV increment" et maintenu constant pendant un deuxième palier, puis il est allongé de nouveau et maintenu constant jusqu'au retour au rythme sinusal.

La figure 3 représente le cas d'une succession d'ESV. Lors de la détection de la première ESV, non fréquente, l'intervalle ventriculaire est réduit. Avant la fin du palier, la deuxième ESV, fréquente, est détectée (l'intervalle est de nouveau réduit), puis la troisième ESV, fréquente, est détectée (l'intervalle est encore réduit). Lors de la détection de la quatrième ESV, fréquente, l'augmentation de la fréquence n'est plus possible car elle conduirait à un intervalle d'échappement ventriculaire inférieur à 500 ms (fréquence supérieure à 120 cpm).

L'algorithme est alors désactivé, et la fréquence ventriculaire est ralentie par paliers (allongement de l'intervalle d'une pente de décélération), comme dans le cas de la figure 2.

La figure 4 reprend les différentes opérations décrites ci-dessus.

Le procédé de commande du stimulateur cardiaque selon l'invention met en jeu un algorithme. L'entrée dans cet algorithme est déclenchée par la détection d'une ESV à la condition que le rythme cardiaque moyen ne soit pas trop rapide, c'est-à-dire que, dans une proportion de préférence égale à 87,5%, l'intervalle moyen entre deux ondes P successives, PPM, soit supérieur à une durée déterminée, par exemple 500 ms. L'intervalle PPM est défini comme l'intervalle moyen, de préférence sur 8 cycles cardiaques, entre deux ondes P consécutives situées en dehors de la période réfractaire auriculaire post-auriculaire ou PRAPA qui est déclenchée par une onde P. Les ondes P hors PRAPA déclenchent un délai auriculo-ventriculaire ou DAV.

L'activation de l'algorithme se traduit par trois sortes d'opérations :

- Tout d'abord le déclenchement de plusieurs périodes (Fig. 1) :
  - . une période réfractaire absolue ventriculaire PRAV,
  - . une période réfractaire absolue auriculaire PRAA, plus courte que la PRAV et de préférence égale à (PRAV-94 ms),
  - . un intervalle d'échappement ventriculaire IEV égal à un pourcentage X de l'intervalle PPM, compris entre 50 et 100 et de préférence égal à 87,5%,

. un délai ventriculo-auriculaire VA plus court que l'IEV et de préférence égal à (IEV - 31 ms).

- Ensuite une stimulation de l'oreillette, si la période de limitation de la fréquence auriculaire PLFA déclenchée par l'événement auriculaire qui précède est terminée. La PLFA est de préférence égale à 400 ms.

Sur toute détection d'une onde P hors PRAPA, une nouvelle PRAPA est déclenchée, égale soit à 87,5% de l'intervalle PP précédent si cet intervalle PP était supérieur à la PRAPA, soit 87,5% de l'intervalle moyen PPM dans le cas contraire.

- Enfin, l'initialisation d'un compteur de fonctionnement de l'algorithme, "same IEV counter", qui permet de compter le nombre de cycles ventriculaires avec le même intervalle d'échappement IEV. Le compteur est initialisé à un nombre programmé à "same IEV number", par exemple égal à 20, et il procède par décrétement jusqu'à 0.

Après détection de l'ESV et entrée dans l'algorithme, le procédé selon l'invention a un triple objectif :

- assurer une commande plus rapide de l'oreillette ou "over-driving", c'est-à-dire stimuler l'oreillette après un délai VA de plus en plus court pendant quelques cycles, alors que l'IEV reste constant,
- tenter de rétablir la conduction auriculo-ventriculaire en allongeant progressivement le délai auriculo-ventriculaire ou DAV,
- diminuer progressivement la fréquence ventriculaire en allongeant l'IEV chaque fois que le compteur revient à la valeur "same IEV number", jusqu'à retrouver une détection sinusale (hors PRAPA) ou atteindre la fréquence de base programmée. Cette fréquence de base correspond par exemple à 60 cpm.

Le fonctionnement de l'algorithme s'analyse de la manière suivante en fonction d'un événement auriculaire (détection ou stimulation) :

- En l'absence de détection auriculaire durant l'intervalle VA, l'oreillette est stimulée à la fin de cet intervalle et un délai auriculo-ventriculaire est déclenché, de durée : DAV = (IEV - VA).
- En cas de détection auriculaire durant l'intervalle VA et en dehors de la PRAPA, le rythme sinusal est retrouvé et en conséquence, il y a inhibition de l'algorithme.
- En cas de détection auriculaire dans la PRAPA, cette détection correspond à une extra-systole auriculaire ou ESA, et un nouveau délai VA est déclenché, avec une durée qui correspond au maximum des trois délais suivants : PRAPA, PLFA, et (IEV - 31ms).

En fonction d'un événement ventriculaire, le fonctionnement de l'algorithme s'analyse de la manière suivante.

- En l'absence de détection ventriculaire pendant l'IEV, le ventricule est stimulé à la fin de l'IEV. Afin de retrouver une conduction auriculo-ventriculaire spontanée, la fréquence auriculaire est augmentée par incréments et le délai AV est augmenté corrélativement pour conserver le même IEV pendant le nombre de cycles programmé pour le compteur "same IEV counter". Ensuite, et à chaque fois que le compteur est à la valeur programmée "same IEV number", l'IEV est augmenté par incréments.

Sur la stimulation ventriculaire en fin d'IEV et tant que le nombre programmé de cycles avec le même IEV n'est pas atteint (20 par exemple), le compteur "same IEV counter" est décrémenté, et le délai VA est diminué d'une pente "AV delay increment". De ce fait, à chaque cycle, le DAV est augmenté corrélativement, tant qu'il n'a pas retrouvé sa valeur programmée.

Lorsque le nombre programmé de cycles avec le même IEV est atteint, le compteur est à 0. L'algorithme déclenche alors :

- la ré-initialisation du compteur à la valeur programmée "same IEV number",
- l'augmentation de l'IEV d'une pente "IEV increment",
- la modification du délai VA de façon à augmenter le DAV d'un incrément "AV delay increment", c'est-à-dire que le délai VA devient égal à :

**VA + "IEV increment" - "AV delay increment".**

Le DAV est augmenté tant que la conduction auriculo-ventriculaire spontanée n'est pas retrouvée, et tant que le DAV n'a pas atteint sa valeur programmée.

- En cas de détection ventriculaire synchrone durant l'IEV, la conduction auriculo-ventriculaire spontanée est retrouvée. Il n'est plus nécessaire d'augmenter le DAV, mais il faut continuer à augmenter progressivement l'IEV pour atteindre la période de base ou pour retrouver une détection sinusale.

Sur la détection ventriculaire, et tant que le nombre programmé de cycles avec le même IEV n'est pas atteint (20 par exemple), le compteur "same IEV counter" est décrémenté, et les délais VA et IEV sont maintenus constants.

Lorsque le nombre programmé de cycles avec le même IEV est atteint, le compteur est à 0. L'algorithme déclenche alors :

- la ré-initialisation du compteur à la valeur programmée "same IEV number",
- l'augmentation de l'IEV de la pente "IEV increment", de 10 à 200 ms et de préférence égale à 60 ms,
- la modification du délai VA de façon à ne pas modifier le DAV, c'est-à-dire que le délai VA devient égal à (VA + "IEV increment").

L'IEV reste constant pendant le nombre programmé de cycles, 20 par exemple, et l'algorithme déclenche une phase identique à la précédente : ré-initiali-

sation du compteur, augmentation de l'IEV, modification du délai VA. Cette phase se reproduit jusqu'à ce que l'IEV devienne égal à la période de base du stimulateur cardiaque. Elle est interrompue en cas de détection auriculaire hors PRAPA, c'est-à-dire lorsque le rythme sinusal est retrouvé.

- En cas de détection d'une nouvelle ESV, il faut distinguer trois cas suivant que cette nouvelle ESV est, ou non, consécutive à une ESV, ou qu'elle est non fréquente.

Si la nouvelle ESV est non fréquente, l'algorithme est activé, ce qui se traduit par les opérations suivantes :

- Déclenchement d'une période réfractaire absolue ventriculaire PRAV,
- Déclenchement d'une période réfractaire absolue auriculaire PRAA plus courte que la PRAV et de préférence égale à (PRAV-94ms),
- Initialisation du compteur de fonctionnement de l'algorithme "same IEV counter".

Si la nouvelle ESV est fréquente, mais n'est pas consécutive à une ESV, l'algorithme s'applique à nouveau, si l'IEV est supérieur à (500 ms + "IEV increment"), en augmentant la fréquence ventriculaire et en conservant le DAV. L'algorithme déclenche alors :

- la ré-initialisation du compteur à la valeur programmée "same IEV number",
- la diminution de l'IEV de la valeur "IEV increment" correspondant à la pente d'accélération,
- l'application d'un délai VA égal à (IEV-DAV).

Si l'IEV est inférieur à (500 ms + "IEV increment"), la situation s'analyse comme un échec de l'algorithme en matière de prévention des ESV. Il en résulte une désactivation de l'algorithme (Figure 4).

Si la nouvelle ESV est consécutive à une ESV, la diminution de l'IEV n'est pas appliquée car elle risquerait de déclencher une tachycardie ventriculaire par stimulation prématurée d'une salve d'ESV. Un doublet d'ESV commande donc une inhibition de l'algorithme, tant que la salve d'ESV n'est pas terminée.

L'inhibition de l'algorithme intervient dans les cas suivants :

- sur une détection auriculaire hors PRAPA, car le rythme sinusal est retrouvé ;
- sur deux extra-systoles auriculaires consécutives dans une même PRAPA, car un trouble du rythme auriculaire a pu s'établir et il faut passer en procédure de repli ;
- sur une détection ventriculaire ou une stimulation ventriculaire lorsque l'IEV a atteint la période de base (qui correspond à la fréquence de base, et qui est de 1000 ms dans l'exemple décrit où la fréquence de base est de 60 cpm) ;
- sur deux ESV consécutives, qui peuvent correspondre au déclenchement d'une salve d'ESV, avec inhibition de l'algorithme jusqu'à ce qu'intervient un événement ventriculaire non-extra-systolique.

En cas d'inhibition de l'algorithme, l'IEV est forcé à la valeur de l'IEV lissé, et le DAV est forcé à la valeur du DAV programmé.

Selon l'invention, un compteur d'ESV est prévu, dont la valeur peut être comprise entre 0 et une valeur programmée, par exemple 50. Ce compteur d'ESV est remis à zéro lors du passage de l'algorithme à son état activé. Ce compteur d'ESV est incrémenté à chaque détection d'une ESV fréquente, et décrémenté à chaque détection d'une ESV non fréquente. La caractérisation des ESV se poursuit de façon continue quel que soit l'état dans lequel est l'algorithme.

Le comptage des ESV n'a lieu que dans l'état activé de l'algorithme. Lorsque le compteur d'ESV atteint sa valeur programmée (par exemple 50), la situation s'analyse comme un échec de la thérapie.

Lorsque la fréquence de stimulation cardiaque dépasse la fréquence maximale d'accélération, par exemple 100 cpm, et que le compteur d'ESV atteint sa valeur programmée, alors l'algorithme est désactivé (Fig. 4) à la détection de la première ESV fréquente.

Ainsi l'algorithme est désactivé sur détection d'une ESV fréquente :

- lorsque l'IEV ne peut être réduit, après détection d'une ESV, sans tomber au dessous de sa valeur limite, 500 ms dans l'exemple décrit, ou
- lorsque la fréquence de stimulation cardiaque est supérieure à la fréquence maximale d'accélération (100 cpm) et que le compteur d'ESV atteint sa valeur programmée (50).

L'algorithme est de nouveau activé lorsque :

- la fréquence de stimulation est inférieure à la fréquence maximale d'accélération (100 cpm), et
- une nouvelle ESV non fréquente est détectée.

## Revendications

1. Procédé de commande d'un stimulateur cardiaque en cas d'extra-systole ventriculaire ESV caractérisé en ce que, sur la détection de l'extra-systole, un algorithme est mis en jeu pour déclencher : une stimulation de l'oreillette, une commande de l'oreillette à un rythme plus rapide que celui du ventricule pendant quelques cycles, une commande synchrone du ventricule pendant une période multiple d'un nombre programmé de cycles, et après ce nombre programmé de cycles, une diminution du rythme ventriculaire, jusqu'à atteindre la fréquence de base programmée ou retrouver une détection sinusale.

2. Procédé selon la revendication 1 caractérisé en ce que, la stimulation de l'oreillette est synchrone de l'extra-systole ventriculaire ESV et l'ESV sert de point de départ à un intervalle d'échappement

ventriculaire IEV et à un intervalle ventriculo-auriculaire VA plus court que l'IEV.

3. Procédé selon la revendication 2 caractérisé en ce que, l'IEV est égal à un pourcentage de l'intervalle moyen entre deux ondes P successives, compris entre 50 et 100 et de préférence égal à 87,5%.

4. Procédé selon la revendication 2 caractérisé en ce que, pendant le nombre programmé de cycles, de préférence égal à 20, l'intervalle d'échappement ventriculaire IEV est maintenu constant, et l'intervalle ventriculo-auriculaire VA est réduit, à chaque cycle, tandis que le délai auriculo-ventriculaire DAV est augmenté de la durée correspondante pour respecter l'égalité :  $IEV = VA + DAV$ .

5. Procédé selon la revendication 4 caractérisé en ce que, après le nombre programmé de cycles, de préférence égal à 20, l'IEV est augmenté et reste constant pour ledit nombre programmé de cycles.

6. Procédé selon la revendication 1 caractérisé en ce que, le nombre programmé de cycle est compté par un compteur initialisé par la détection de l'ESV.

7. Procédé selon la revendication 1 caractérisé en ce que, l'algorithme n'est mis en jeu que si un pourcentage de l'intervalle moyen PPM entre deux ondes P successives est supérieur à une durée prédéterminée, de préférence égale à 500 ms.

8. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'en cas de détection d'une nouvelle ESV fréquente, le rythme ventriculaire est de nouveau augmenté d'une pente d'accélération.

9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que si le rythme ventriculaire accéléré correspond à un intervalle d'échappement ventriculaire inférieur à 500 ms, alors l'algorithme est désactivé.

10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce qu'après désactivation de l'algorithme, l'intervalle d'échappement ventriculaire est allongé par paliers jusqu'à retrouver la période de base ou un rythme sinusal.

11. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'algorithme est désactivé sur détection d'une ESV fréquente lorsque l'IEV ne peut être réduit sans tomber au dessous de sa valeur limite égale de préférence à 500ms, ou bien lorsque la

fréquence de stimulation cardiaque est supérieure à la fréquence maximale d'accélération, égale de préférence à 100 cpm, et que le compteur d'ESV atteint sa valeur programmée.

12. Procédé selon la revendication 11, caractérisé en ce que l'algorithme est de nouveau activé lorsque la fréquence de stimulation est inférieure à la fréquence maximale d'accélération, égale de préférence à 100 cpm, et qu'une nouvelle ESV non fréquente est détectée.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

6

FIG. 1

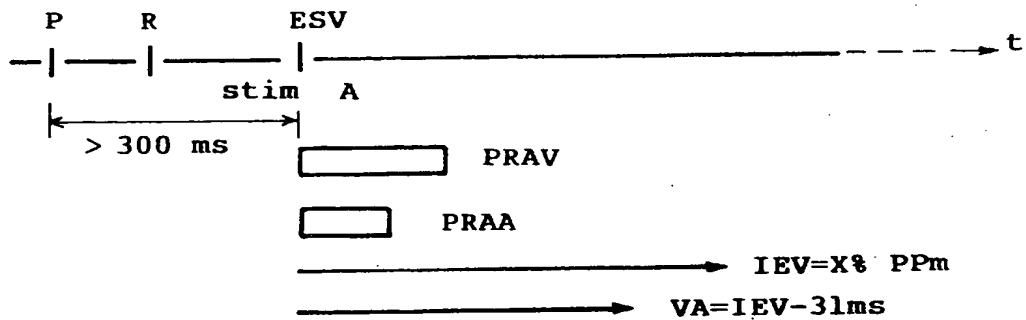


FIG. 2

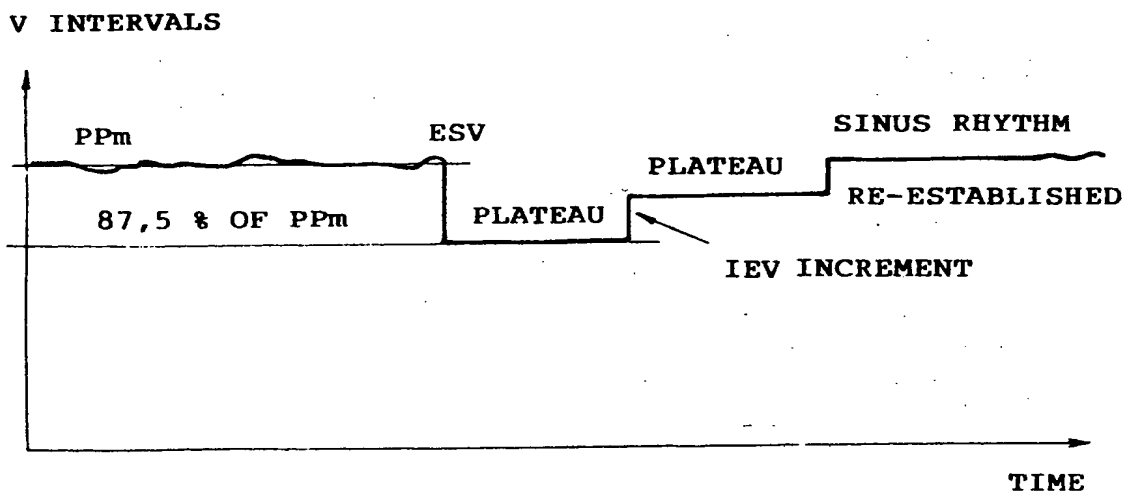


FIG. 3

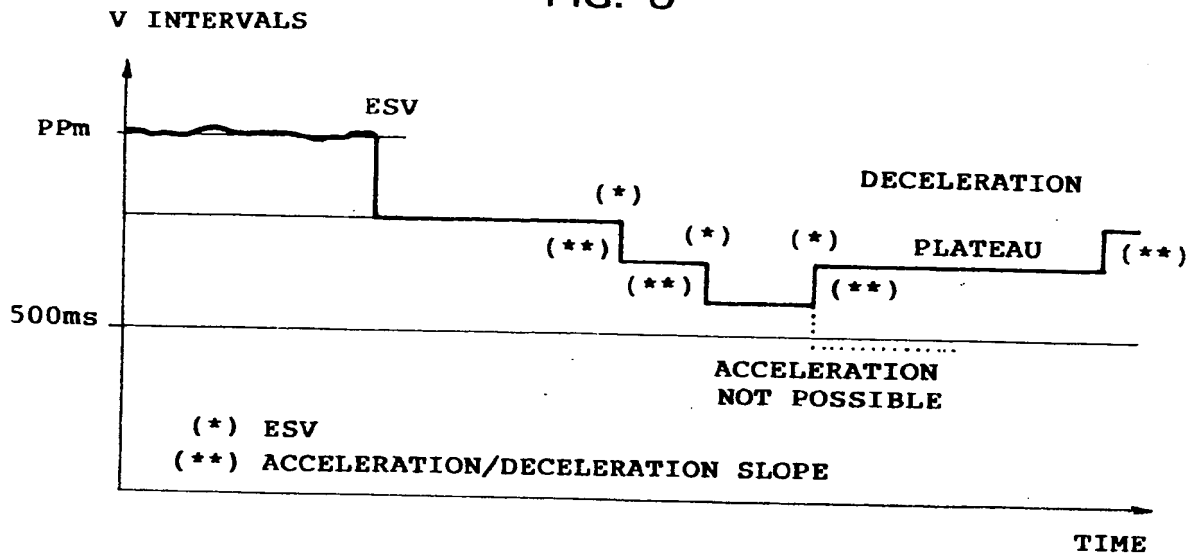
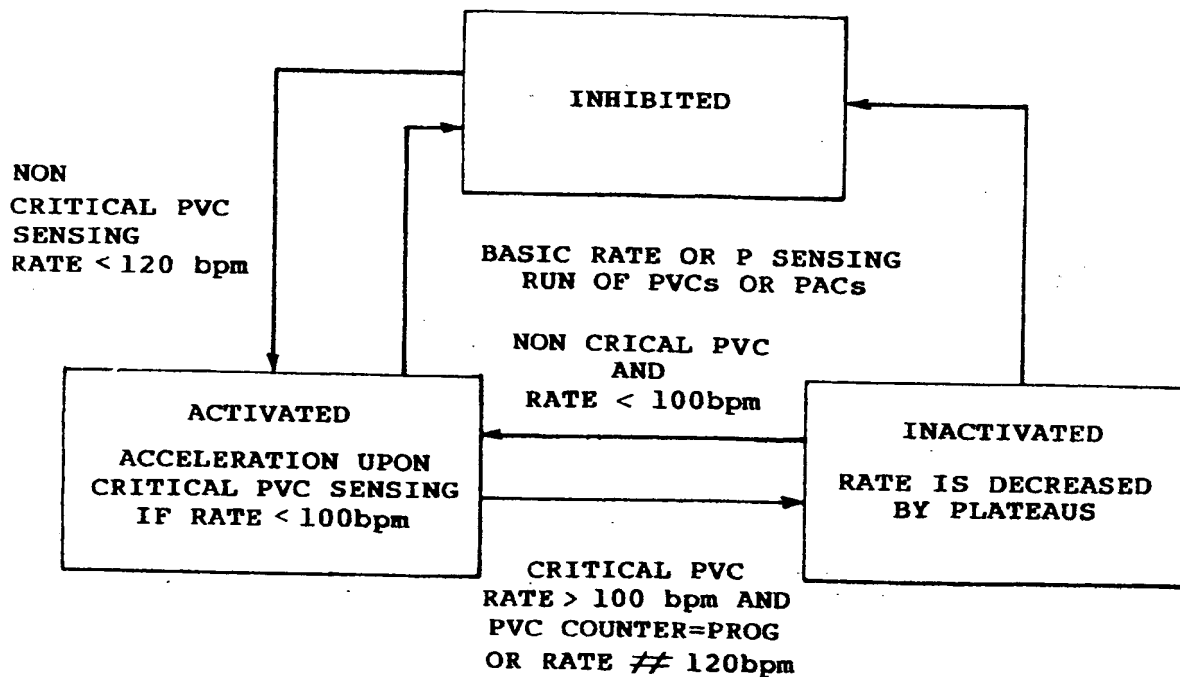


FIG. 4







Office européen  
des brevets

# RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numero de la demande

EP 92 40 3578

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl.5)
Y	DD-A-221 372 (VEB TUR DRESDEN) * le document en entier *	1,2	A61N1/368
Y	FR-A-2 544 989 (ELA MEDICAL) * le document en entier *	1,2	
A	---	3-7	
A	EP-A-0 241 102 (INTERMEDICS INC.) * le document en entier *	1,4-8,11	
A	WO-A-8 301 389 (J.W. KELLER JR) * le document en entier *	1,4-8,11	
A	EP-A-0 436 517 (TELETRONICS N.V.) * le document en entier *	1,4	
A	EP-A-0 360 668 (MEDTRONIC INC) * le document en entier *	1,10	
-----			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
			A61N
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche <b>LA HAYE</b>		Date d'achèvement de la recherche <b>02 AVRIL 1993</b>	Examinateur <b>FERRIGNO A.</b>
<p><b>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul  Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie  A : arrière-plan technologique  O : divulgation non-écrite  P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention  E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date  D : cité dans la demande  L : cité pour d'autres raisons  -----  &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>			

EPO FORM 153 (3.12.90) (P0402)

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**